

(19) Japan Patent Office (JP)
(12) Unexamined Japanese Utility Model Application KOKAI Publication (U) (11) Utility Model Publication
S 59-137704

(51) Int.Cl.4
A61B 5/02

(43) Published on September 13, 1984

(54) Title of the Invention: BLOOD PRESSURE MEASUREMENT DEVICE

(21) Japanese Utility Model Application No. S58-31812

(22) Filing Date March 5, 1983

(72) Inventor Hiroshi OGAWA
c/o Tateishi Life Science Institute Co.
3, Hanazono Nakamikado-cho, Ukyo-ku
Kyoto-shi, Kyoto

(71) Applicant Omron Tateishi Electronic Co.
10, Hanazono Tsuchido-cho, Ukyo-ku
Kyoto-shi, Kyoto

(74) Agent Shigenobu NAKAMURA, Patent Attorney

BEST AVAILABLE COPY

Claim 1. A blood pressure measurement device comprising pressurization system having a cuff, an automatic pressurization pump and a exhaust valve, cuff pressure detecting means, Korotkoff sounds detecting means, and blood pressure determining means for determining systolic blood pressure and diastolic blood pressure based on the output from said cuff pressure detecting means and said Korotkoff sounds detecting means characterized in that

the blood pressure measurement device further comprises a timer being activated when said automatic pressurization pump is activated, means for detecting, when measuring blood pressure, if the pressure applied by the blood pressure measurement device is in sufficient, determining means for determining whether counted value from said timer is indicated to exceed a preset value when said insufficient pressure detecting means detects that the applied pressure is insufficient, means for opening said exhaust valve when said determining means determines that the counted value from said timer is indicated to exceed the preset value, means for notifying that said opening means opens the exhaust valve, and means for driving said automatic pressurization pump to apply further pressure at a predetermined rate when said determining means determines that the counted value from said timer is not indicated to exceed said preset value.

公開実用 昭和 59 — 137704

⑨ 日本国特許庁 (JP)

⑪ 実用新案出願公開

⑫ 公開実用新案公報 (U)

昭59—137704

51 Int. Cl.³
A 61 B 5 02

識別記号
1 0 3

庁内整理番号
6530—4 C

⑬ 公開 昭和59年(1984)9月13日

審査請求 未請求

(全 頁)

⑭ 血圧測定装置

地株式会社立石ライフサイエ
ンス研究所内

⑮ 実 願 昭58—31812

⑯ 出 願 人 立石電機株式会社

⑰ 出 願 昭58(1983)3月5日

京都市右京区花園土堂町10番地

⑱ 考 案 者 尾川洋

⑲ 代 理 人 弁理士 中村茂信

京都市右京区花園中御門町3番

明 細 書

1. 考案の名称

血圧測定装置

2. 実用新案登録請求の範囲

- (1) 腕帯と自動加圧ポンプと排気弁とを含む加圧系と，カフ圧検出手段と，コロトコフ音検出手段と，前記カフ圧検出手段出力と前記コロトコフ音検出手段出力に基づいて最高血圧及び最低血圧を決定する血圧決定手段とを含む血圧測定装置において，

前記自動加圧ポンプの駆動開始で起動されるタイマと，測定時に加圧不足を検出する手段と，この加圧不足検出手段で加圧不足が検出されると前記タイマの計時値が予じめ設定される値を越えているか否か判別する判別手段と，この判別手段により前記タイマの計時値が設定値を越えていると判別されたとき，前記排気弁を開放する手段と，この排気弁開放を報知する手段と，前記判別手段により前記タイマの計時値が設定値を越えていないと判別されたとき，前記自動

(1)

加圧ポンプをさらに所定値だけ加圧するように再駆動させる手段とを備えてなることを特徴とする血圧測定装置。

3. 考案の詳細な説明

(イ) 考案の分野

この考案は非観血の血圧測定装置、特に自動加圧式の加圧不足検出時の処理に特徴を有する血圧測定装置に関する。

(ロ) 従来技術とその問題点

一般に、非観血の血圧測定では、カフ圧を動脈が完全に閉塞するまで手動ポンプもしくは自動加圧ポンプで上昇させ、以後徐々に減圧すると、あるカフ圧で動脈内圧がカフ圧に打ち勝つて血流が流れ始め、コロトコフ音が発生するのでこのコロトコフ音の出現するときのカフ圧を最高血圧と定義し、さらにカフ圧の降下でコロトコフ音が消滅するときのカフ圧を最低血圧と定義している。近年実用化されている自動血圧測定装置の多くは、上記コロトコフ音の発生と消滅を自動判別して最高血圧と最低血圧を決定するようにしている。

ところで血圧測定時において、最初のカフ圧力すなわち初期圧力は被測定者の個人差もあつて一義的に定まるものではない。測定者は初期圧力を最高血圧より若干高目（ $20 \sim 30 \text{ mm Hg}$ ）まで加圧する必要があるが、上記したように初期圧力は一義的に定まらないので、場合によつて加圧が足りないことがある。この場合、加圧不足のため初期圧力よりコロトコフ音が発生し初期圧力を最高血圧と誤まるおそれがある。このおそれを回避するため、従来の血圧測定装置では測定開始移行より一定時間内にコロトコフ音が検知されたときは加圧不足として異常報知するものがあり、さらにまた加圧不足の対応として加圧不足を検知すると何回でも前回値 $+\alpha$ の再加圧を繰り返すようにしたものがある。しかしながらこの、加圧不足を検知すると何回でも前回値 $+\alpha$ の再加圧を繰り返す従来の装置では、①再加圧が繰り返されたとき、測定時間が長くなりうつ血を生じて正しい血圧測定ができない。②電池を電源とするものでは、電池電圧が下がっているとき、ポンプ能力の低下が

ら加圧時間が長くかかることになり、電圧が充分であるときと同じように加圧不足、再加圧を繰り返す好ましくない。③加圧不足の検知は振動や雑音による誤動作によつても、出力されるので周囲に雑音源、たとえばクーラ等があるときは、雑音によつて再加圧を繰り返し300mmHg近くまで加圧される事態も発生する。

(イ) 考案の目的

この考案の目的は上記従来装置の欠点を解消し、加圧不足検出時に状況に応じ、適正な処理がなされ、安全で正確な血圧測定をなし得る血圧測定装置を提供するにある。

(ロ) 考案の構成と効果

上記目的を達成し得る血圧測定装置を検討する中でこの出願の考案者は、加圧不足を検出したときの処理として①1度排気してカフ圧を下げた後、時間をおいて測定を再開する。②加圧不足を検出した時点ですぐ前回より若干高目に加圧して測定を続ける。この2方法があるが、うつ血を生ずると正しい血圧値の測定が期待できないので、カフ

に圧力が加えられている時間を基準にして、上記①と②を選択すればよいことに気づいた。この点に着目し案出されたのが、この考案であつてこの考案の血圧測定装置は自動加圧ポンプの駆動開始で起動されるタイマと、測定時に加圧不足を検出する手段と、この加圧不足検出手段で加圧不足が検出されると、前記タイマの計時値が予じめ設定される値を越えているか否か判別する判別手段と、この判別手段により前記タイマの計時値が設定値を越えていると判別されたとき、排気弁を開放する手段と、この排気弁開放を報知する手段と、前記判別手段により前記タイマの計時値が設定値を越えていないと判別されたとき、自動加圧ポンプをさらに所定値だけ加圧する再駆動させる手段を備えることを特徴としている。

この考案の血圧測定装置によれば、加圧不足を検出した時それまでの加圧時間に応じて、排気弁開放による再測定か、そのままさらに所定値の加圧を継続するものであるから、加圧不足による再加圧の繰り返しや長時間加圧が防止でき、うつ血等

生じた状態で測定をすることが避けられるので正しい血圧測定を行うことができる。

(4) 実施例の説明

以下図面に示す実施例により、この考案をさらに詳細に説明する。

第 1 図はこの考案の一実施例である電子血圧計の構成を示すブロック図である。同図において加圧系 1 は、ゴムチューブ製の腕帯 2 とこの腕帯 2 に連通接続される自動排気弁 3、自動加圧ポンプ 4 及び微速排気弁 5 とから構成されている。微速排気弁 5 は加圧系 1 内を微量ずつ自然排気する排気孔が設けてあり、血圧測定時にこの自然排気によつて加圧系 1 内が徐々に減圧されるようになっている。加圧系 1 の圧力は半導体圧力センサ 6 によつて検出され、半導体圧力センサ 6 の出力は A/D 変換器 7 でデジタル信号に変換され、マイクロコンピュータ 8 に入力される。また加圧系 1 の腕帯 2 近傍にあるいは腕帯 2 内にコロトコフ音センサ 9 が配設されており、このコロトコフ音センサ 9 が出力する血圧信号は増幅器 10 にて増幅さ

れマイクロコンピュータ 8 に入力されている。

マイクロコンピュータ 8 は、CPU (中央処理装置)、RAM や ROM 等のメモリ及び I/O ポート等から構成されており、上記各センサ 6, 9 よりの信号を受け ROM に記憶されるプログラムにしたがい、最高血圧値および最低血圧値を算出するための制御動作を実行する。算出された最高血圧値や最低血圧値は表示器 11 で表示され、またコロトコフ音検出時やその他所用の時にブザー 12 が作動し、音を発するようになっている。13 は加圧値を設定する設定器や、測定開始スイッチ等が配置される入力部である。なお自動排気弁 3 の開度、自動加圧ポンプ 4 の加圧、表示器 11 及びブザー 12 等はマイクロコンピュータ 8 によつて制御される。

第 2 図は、表示器 11 の具体図を示し最高血圧値と最低血圧値をデジタル的に表示する血圧表示部 111, 112, 測定者に加圧不足であり排気動作に移つたことを表示する排気表示部 113 及び測定準備完了を示す OK 表示部 114 を備えて

いる。

第 3 図は第 1 図に示した実施例電子血圧計の処理フロー図である。次にこの処理フロー図を参照して上記実施例電子血圧計の動作を説明する。

電源がオンして動作がスタートすると先ず R A M, I/O ポート等をイニシャライズし〔ステップ S T (以下 S T と略記する) 1〕, 次に加圧値 P 1 が加圧値設定器 1 3 より入力され (S T 2), 測定開始スイッチがオンされるのを待つ (S T 3)。設定される加圧値 P 1 は予想される最高血圧より 20 ~ 30 mm H g 高目に選定する。測定開始スイッチがオンすると, 自動排気弁 3 を閉じ (S T 4), マイクロコンピュータ 8 に内蔵のタイマ (T 1) をスタート (S T 5) させると同時に自動加圧ポンプ 4 をオンし (S T 6), 加圧系 1 の加圧動作を開始する。上昇するカフ圧を読み P 2 として記憶する (S T 7)。そして設定加圧値 P 1 にカフ圧 P 2 が達するまでカフ圧の読み込みを繰り返す (S T 7, S T 8)。カフ圧 P 2 が設定加圧値 P 1 に達すると自動加圧ポンプ 4 をオフする (S T 8, S T 9) とともに測定中に移行

し、第2のタイマ(T2)を1秒にセットする(ST10)。続いてコロトコフ音の有無のチェックを行ないコロトコフ音が無ければあるまでこのチェックを繰り返す(ST11)。ここでコロトコフ音が検出されるとさらにタイマ(T2)がタイムアップか否か判定される(ST12)。タイマ(T2)がタイムアップしていなければ、測定中移行後1秒以内にコロトコフ音があつたことになり、これは加圧不足を意味しさらにST16以降の処理に移る。

ST12でタイマ(T2)がタイムアップしていれば、加圧不足でないから、ST13に移り最初のコロトコフ音検出時のカフ圧より最高血圧を決定して表示器11に表示し、さらにST14でコロトコフ音の消滅時のカフ圧より最低血圧を決定して同じく表示器11に表示し、最後に自動排気弁3を開放して(ST15)、測定を終了する。

ST12でタイマ(T2)がタイムアップしていない場合、すなわち加圧不足の場合にはST16に移り設定値IをAにセットする。この設定値Iは加圧不足の検出でそのままさらに加圧を継続す

るか、一旦排気して再測定するかを選択をするための時間基準値である。S T 1 7 で A とタイマ (T 1) の計時値を比較し、タイマ (T 1) の計時値が A の内容以下の場合には、加圧時間が比較的短いといえるから当初設定した加圧値 P 1 にさらに30を加算して、新たな加圧値 P 1 とし (S T 1 8) , S T 6 に戻り自動加圧ポンプ 4 をオンし、自動再加圧を行なう。

S T 1 7 でタイマ (T 1) の計時値が A を越える場合には、加圧時間が長過ぎるといえるから、排気表示部 1 1 3 を表示して (S T 1 9) , 測定者に加圧系 1 の排気を報知するとともに、自動排気弁 3 を開放する (S T 2 0) 。次に十分排気が行なわれて次の測定のための再加圧が O K となると (S T 2 1) , 表示器 1 1 の O K 表示部 1 1 4 を点灯して準備完了を表示し (S T 2 2) , S T 2 に戻り次の再測定に移る。

なお上記実施例において、S T 1 8 でそれまでの加圧設定値 P 1 に上乘せする値は 3 0 としているが、この値はもちろん実情に応じて適宜のもの

に変え得ることというまでもない。

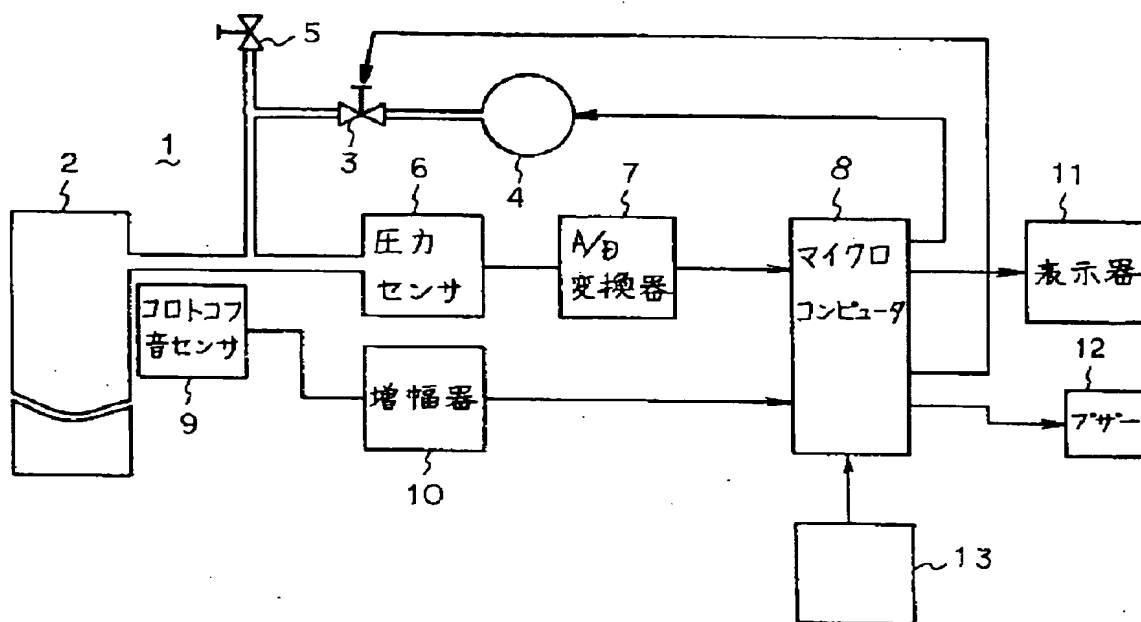
4. 図面の簡単な説明

第1図はこの考案の一実施例である電子血圧計の構成を示すブロック図、第2図は同電子血圧計の表示器を具体的に示す図、第3図は同電子血圧計の処理フロー図である。

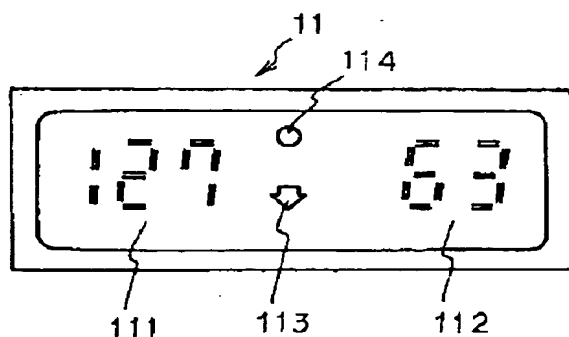
1：加圧系， 2：腕帯， 3：自動排気弁，
4：自動加圧ポンプ， 6：半導体圧力センサ，
8：マイクロコンピュータ， 9：コロトコフ
音センサ， 11：表示器， 113：排気表示
部。

実用新案登録出願人 立石電機株式会社
代理人 弁理士 中村茂信

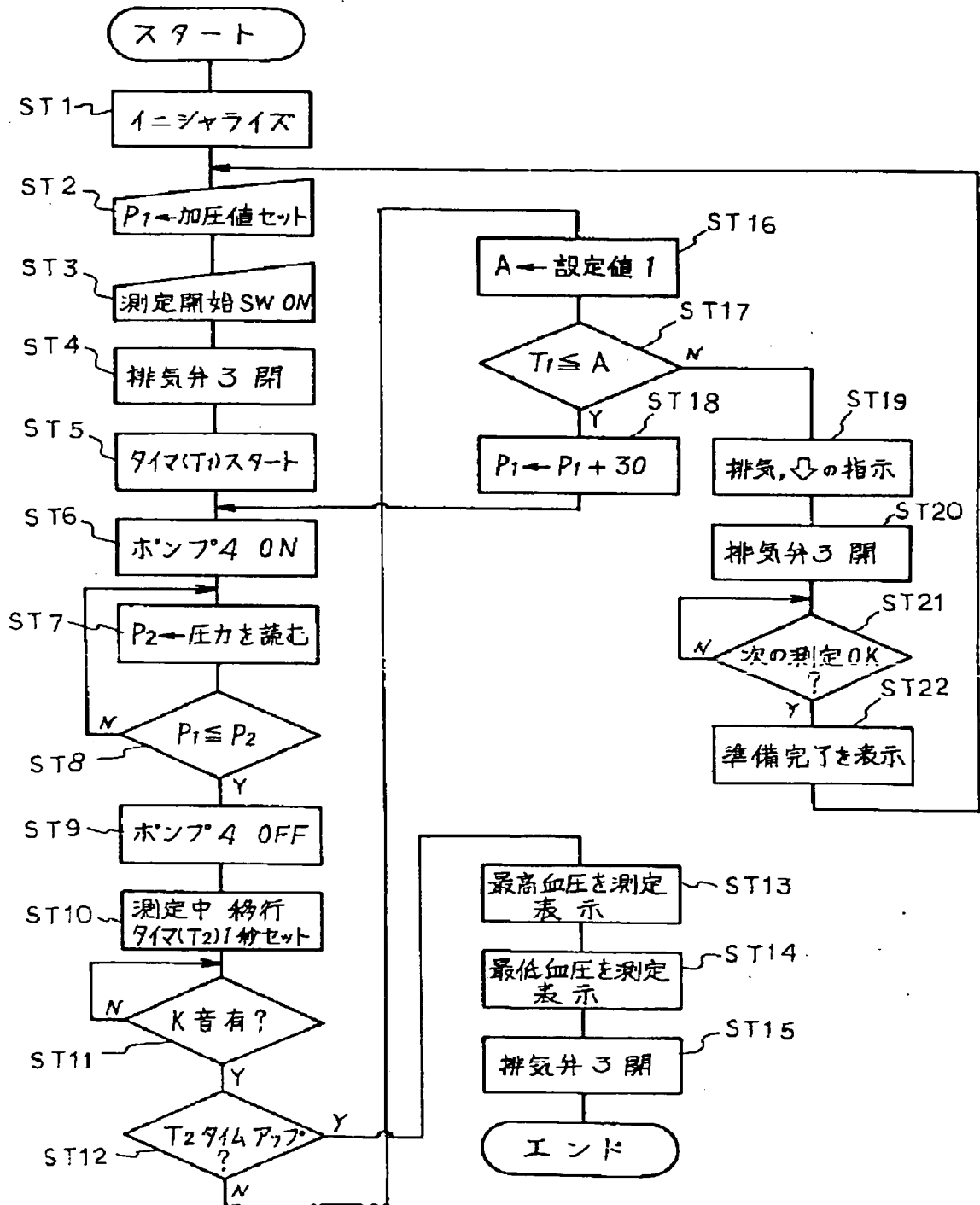
第1図



第2図



第3図



実開59-137704

実用新案登録出願人

立石電機株式会社

代理人

弁理士 中村茂信

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.